

ULTRASONIC DIAGNOSTIC EQUIPMENT

Patent Number: JP2000152929
Publication date: 2000-06-06
Inventor(s): SHINOBE TAKASHI; OGASAWARA MASABUMI
Applicant(s): ALOKA CO LTD
Requested Patent: JP2000152929
Application Number: JP19980330343 19981120
Priority Number(s):
IPC Classification: A61B8/00
EC Classification:
Equivalents: JP3349672B2

Abstract

PROBLEM TO BE SOLVED: To enable information for integrated backscatter(IB) values of many heartbeats to be stored in an ultrasonic diagnostic equipment capable of calculating the IB values and to facilitate designation of a region of interest.

SOLUTION: On a B-mode image, a specific orientation is designated, an ultrasonic pulse on that orientation is transmitted, whereby a power M-mode image 100 is formed. In the power M-mode 100, power is represented by luminance or the like. In the image, a region of interest is set by an ROI marker 106, an IB value is calculated every hour and displayed as an IB value curve 102. Along with displays of these, an electrocardiographic waveform 104 is also displayed. Based on the electrocardiographic waveform, a time phase analysis of the IB value curve 102 can also be performed.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

#8

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-152929

(P2000-152929A)

(43) 公開日 平成12年6月6日 (2000.6.6)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

テマート* (参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号

特願平10-330343

(22) 出願日

平成10年11月20日 (1998.11.20)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 篠辺 孝

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ

株式会社内

(72) 発明者 小笠原 正文

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ

株式会社内

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外2名)

最終頁に続く

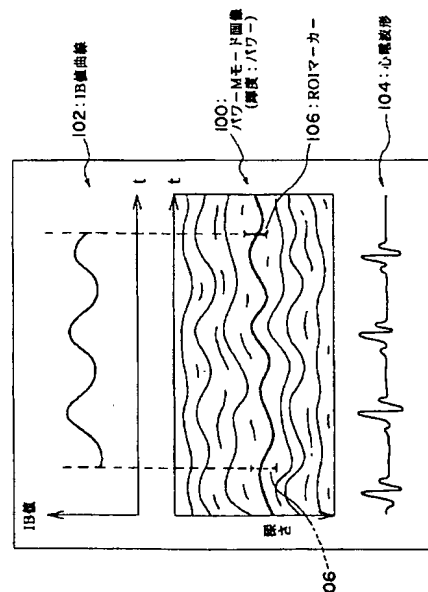
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 インテグレイティッドバックスキッター

(I B) 値を演算可能な超音波診断装置において、より多くの心拍にわたって I B 値演算のための情報を格納できるようにし、また関心領域の指定を簡単に行う。

【解決手段】 Bモード画像上において特定の方位が指定され、その方位について超音波パルスの送信が行われ、これによってパワーMモード画像100が形成される。そのパワーMモード画像100においてパワーは輝度等で表される。その画像上においてROIマーカー106により関心領域が設定され、各時刻ごとに I B 値が演算され、それが I B 値曲線102として表示される。これらの表示と共に心電波形104も表示される。心電波形に基づき I B 値曲線102の時相解析を行うこともできる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波の送受波を行う送受波手段と、
前記送受波手段からの受信信号に基づいてパワーを演算
するパワー演算手段と、

横軸を時間軸とし、縦軸を深さ軸とし、各深さのパワー
又はそれに相当する値を表したパワー M モード画像を形
成するパワー M モード画像形成手段と、

前記パワー又はそれに相当する値から組織性状を評価す
るための指標値を演算する指標値演算手段と、

前記指標値の経時変化を表す指標値グラフを作成する指
標値グラフ作成手段と、

前記パワー M モード画像及び前記指標値グラフが表示さ
れる表示手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の装置において、
前記パワー M モード画像上で関心領域を設定するための
関心領域設定手段を含み、

前記指標値演算手段は、前記関心領域内でパワーを積分
することによって前記指標値を演算することを特徴とす
る超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の装置において、
前記指標値はインテグレイテッドバックスキャッター値
であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 記載の装置において、
前記パワー M モード画像と前記指標値グラフは互いに時
間軸を並行にしつつ上下二段に同時表示されることを特
徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 1 記載の装置において、
生体信号を計測する生体信号計測手段を含み、
前記パワー M モード画像及び前記指標値グラフと共に、
前記生体信号の波形が表示されることを特徴とする超音
波診断装置。

【請求項 6】 請求項 2 記載の装置において、
前記パワーを格納するメモリを含み、
前記指標値演算手段は、前記メモリから前記関心領域内
のパワーを読み出して前記指標値の演算を行うことを特
徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 5 記載の装置において、
前記生体信号の波形は心電波形であり、
前記心電波形を基礎として前記指標値グラフを解析する
解析手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 請求項 7 記載の装置において、
前記解析手段は、前記指標値グラフについて時相の解析
を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に関
し、特にインテグレイテッドバックスキャッター値 (In
tegrated Backscatter 値) を計測可能な超音波装置に関
する。

【0002】

【従来の技術】心筋の組織性状を表すものとして、イテ
グレイテッドバックスキャッター値 (以下、「IB
値」) が知られている。IB 値は、反射超音波の局所の
総パワーを表すものであり、例えば、エコーのパワーを
所定領域にわたって積分したものに相当する。疾病によ
り心筋の構造変化が生じると、それが超音波エコー強度
の変化に反映される。よって、IB 値の大きさや変化を
観察すれば、心筋の組織性状を評価可能である。

【0003】従来装置において、IB 値を計測する場
合、例えば、まず B モード画像 (二次元断層画像) が表
示され、その画像内の心筋上に関心領域 (超音波ビーム
に沿う一次元領域又は広がりをもった二次元領域) が指
定される。そして、各フレームごとに関心領域内のパワ
ーの積分値が演算され、それが IB 値として利用され
る。あるいは、それを標準部位 (例えば心腔部位) につ
いて演算されたパワーの積分値で規格化したものとして
IB 値が利用される。IB 値の定義に関しては各種の手
法があるが、いずれにしても瞬時パワーの積分に相当す
る指標値である。

【0004】従来装置において、表示器には B モード画
像とともに IB 値の経時変化を表す IB 値グラフが表示
される。そのグラフの作成に当たっては、メモリに格納
された複数枚の B モード画像が利用され、メモリから各
フレームの前記関心領域に相当するデータが順次読み出
され、各フレームごとにデータ積分などの演算が実行さ
れて IB 値が求められる。そして、各フレームの IB 値
をつなげて曲線として表すことにより、上記の IB 値グ
ラフが構成される。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の
超音波診断装置において、一般的な大きさをもったメモ
リに格納できる B モード画像は例えば二心拍程度であ
る。その一方、不整脈をもつ患者について IB 値の計測
を行う場合、例えば最低でも五心拍程度の IB 値グラフ
が必要となる。よって、従来において、かかる不整脈を
もった患者の診断を行う場合には、例えば、計測を複数
回実行し、各計測で得られた IB 値グラフを手作業でつ
なぎ合わせる等の処理を行っていた。このため、煩雑で
あるとともに、データの連続性を確保できないなどの問
題がある。その一方、メモリを増加させれば、より長時
間にわたって IB 値グラフを一度に表示可能であるが、
その場合には装置のコストアップという問題が生じる。

【0006】なお、従来装置において、B モード画像と
ともに心電図を表示させることも可能であったが、B モ
ード画像上で指定される観測方位 (データ取込タイミン
グ) と心電図 (波形表示タイミング) は同期がとれてお
らず、従って IB 値グラフとともに心電図を表示した場
合にも同期が確保されないという問題があった。

【0007】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされた

ものであり、その目的は、より多くの心拍にわたってI
B値演算のための情報を格納できるようにすることにある。

【0008】本発明の他の目的は、関心領域の指定を簡単に行えるようにすることにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波を行う送受波手段と、前記送受波手段からの受信信号に基づいてパワーを演算するパワー演算手段と、横軸を時間軸とし、縦軸を深さ軸とし、各深さのパワー又はそれに相当する値を表したパワーMモード画像を形成するパワーMモード画像形成手段と、前記パワー又はそれに相当する値から組織性状を評価するための指標値を演算する指標値演算手段と、前記指標値の経時変化を表す指標値グラフを作成する指標値グラフ作成手段と、前記パワーMモード画像及び前記指標値グラフが表示される表示手段と、を含むことを特徴とする。

【0010】上記構成によれば、パワーMモード画像が表示される。その横軸は時間軸であり、その縦軸は深さ軸であり、公知のMモード画像に類似するが、表示される情報がエコー強度ではなく、パワー又はそれに相当する値である。そのパワーMモード画像に相当するデータをメモリに記憶すれば、有限なメモリ容量に多くの心拍にわたって指標値演算のためのパワー又はそれに相当する値を格納することができる。望ましくは、前記指標値はインテグレイテッドボックスキャッター値である。

【0011】望ましくは、前記パワーMモード画像上で関心領域を設定するための関心領域設定手段を含み、前記指標値演算手段は、前記関心領域内でパワーを積分することによって前記指標値を演算する。ここで、関心領域はビームに沿った1次元領域又は二次元領域である。1次元領域を時間軸方向にシフトさせて二次元領域としてもよい。

【0012】望ましくは、前記パワーMモード画像と前記指標値グラフは互いに時間軸を並行にしつつ上下二段に同時表示される。この表示によれば、積分範囲などを確認しつつ指標値の時間変動を評価できる。

【0013】望ましくは、生体信号を計測する生体信号計測手段を含み、前記パワーMモード画像及び前記指標値グラフと共に、前記生体信号の波形が表示される。

【0014】望ましくは、前記パワーを格納するメモリを含み、前記指標値演算手段は、前記メモリから前記関心領域内のパワーを読み出して前記指標値の演算を行う。

【0015】望ましくは、前記生体信号の波形は心電波形であり、前記心電波形を基礎として前記指標値グラフの解析を行う解析手段を含む。望ましくは、その解析手段は時相の解析を行う。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0017】図1には本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。

【0018】図1において、探触子10は生体表面に当接して用いられ、あるいは体腔内に挿入して用いられる超音波探触子である。探触子10は複数の振動素子からなるアレイ振動子を有し、そのアレイ振動子を電子走査することによって超音波ビームが走査され、二次元データ取込み領域が形成される。送受信器12は、探触子10に対して送信信号を供給すると共に、探触子10から出力される受信信号を処理する公知の回路である。

【0019】制御部14は、本装置の全体制御及びタイミング制御を行っており、その制御部14にはROI（関心領域）設定器18と方位指定器16とが接続されている。これらのROI設定器18及び方位指定器16は、例えばトラックボールやキーボードなどの入力装置で構成されるものである。

【0020】方位指定器16は後述するようにBモード画像上において後述するパワーMモード画像を形成する方位すなわちビームアドレスを指定するための装置であり、ROI設定器18はそれにより作成されたパワーMモード画像上においてROIを設定するための装置である。

【0021】検波器20は、送受信器12から出力された受信信号に対して検波を行う回路であり、検波後の受信信号Bは表示処理部22に入力されている。その表示処理部22では、検波後の受信信号Bに基づいてBモード画像を形成し、それを表示部24に出力している。

【0022】送受信器12から出力される受信信号は、直交検波器26に入力される。この直交検波器26は2つのミキサを含み、それらのミキサにおいて互いに90度位相が異なる参照信号が受信信号に混合されている。これによって受信信号は複素信号に変換される。パワー演算器28は、複素信号を構成する実数部信号及び虚数部信号のそれぞれを二乗し、かつそれらを加算することによってパワーを演算する回路である。そのパワーPはメモリ30に格納される。

【0023】すなわち、後述のように、指定された方位について繰り返し超音波パルスの送信が行われ、それにより得られた受信信号が上述のように複素信号に変換され、その複素信号からパワーが演算されてそれがメモリ30に格納されている。メモリ30から読み出されるパワーMは表示処理部22に入力され、その表示処理部22においてパワーMモード画像が実際に形成され、それが表示部24に出力されている。

【0024】IB値演算器32は、上述したインテグレイテッドボックスキャッター（IB）値を演算する回路であり、それは、実質的にパワー積分器に相当してい

る。その積分はパワーMモード画像上において設定されたROI内において実行される。したがって、各時刻において積分が実行され、その結果、各時刻のIB値が演算されることになる。ちなみに、IB値の演算に当たってはパワー積分値が所定のリファレンス値によって規格化されるが、その場合、所定のリファレンス値としては例えばあらかじめ求められた所定値あるいは同じBモード画像内で演算された参照領域内におけるパワー積分値であってもよい。

【0025】表示処理部22においては、IB値の時間変化を表すIB値曲線（IB値グラフ）が作成され、それが表示部24に出力されている。

【0026】心電計34は生体の心電波形を計測する装置であり、それから出力された信号が表示処理部22に入力され、心電波形が表示部24に表示されることになる。図2には、表示部24に表示されるBモード画像

（二次元断層画像）が示されている。このBモード画像40上において、方位カーソル42を利用してパワーMモード画像を作成する方位θが指定される。このように方位θが指定されると、当該方位に対して繰り返し超音波パルスの送信が行われることになる。もちろん、Bモード画像の形成と同時進行で当該方位についてパワーMモード画像用の超音波パルスの送信が間欠的に行われてもよい。

【0027】図3には、表示部24に表示される画像イメージが示されている。図において符号100はパワーMモード画像を表している。ここにおいて横軸は時間軸であり縦軸は図2に示したθ方向における深さに相当している。ちなみに、パワーMモード画像100において輝度はパワーに相当しており、もちろん輝度と共に色相をパワーの大きさに応じて変化させてもよい。例えば黄色から赤色に変化するような色彩変化を利用してもよい。

【0028】このパワーMモード画像100上において、ROIマーカー106を利用して所定の組織あるいは組織境界に沿って関心領域が設定される。図3に示す例では、I字型をしたROIマーカー106が利用されており、それがトラックボールの手動操作などによって所定の組織に沿って時間軸方向にスキャンされる。その結果、そのスキャン範囲内において符号102で示されるIB値曲線が作成される。このIB値曲線102は、上述したIB値演算器32によって演算されたROI内のパワー積分値に基づくIB値の時間変化を表したものである。

【0029】そのIB値曲線102の横軸は時間軸であり、これはパワーMモード画像100の時間軸に一致している。IB値曲線102の縦軸はIB値の大きさを表している。

【0030】パワーMモード画像100の下段には心電波形104が表されており、その横軸はパワーMモード

画像100の時間軸に相当している。

【0031】よって、図3に示すような表示形態によれば、3つの情報を相互に対比しながら組織の性状を診断できるという利点がある。特に、横軸がそれぞれ同期しているため、よりの確な診断を行えるという利点がある。

【0032】図1の時相解析設定器19及び前記時相解析部23は、心電波形104を基礎としてIB値曲線102の時相などを解析するための手段であり、それらに関して後述する。

【0033】また、図1に示した実施形態によれば、メモリ30にパワーMモード画像100を作成するためのパワーの情報が格納され、すなわち比較的小型のメモリ30が利用されている場合においても、多くの心拍周期にわたってIB値を演算するための情報を格納することができるという利点がある。

【0034】図4には、本実施形態に係る超音波診断装置の動作が示されている。

【0035】S101では、探触子10によってBモード画像用の超音波パルスの送信が実行される。すなわち、Bモード画像上における各ビームアドレスごとに超音波パルスの送信が行われる。S102では、表示部24にBモード画像が表示される。S103では、方位指定器16が利用され、ユーザーによってBモード画像上においてパワーMモード画像を作成するための方位が指定される。

【0036】S104では、その方位についてパワーMモード画像を形成するための超音波パルスの送信が繰り返し実行される。S105では、パワーMモード画像が表示部24に表示される。S106では、図1に示したROI設定器18がユーザーにより利用され、パワーMモード画像上において図3に示したようにROIが指定される。S107では、そのように設定されたROIに基づいてIBが演算され、S108では、表示部24に図3に示したIB値曲線102が表示されることになる。S109では、他の方位についての観測を行うか否かが判断されている。

【0037】次に、時相解析部23の作用について説明する。図5には、IB値曲線の解析を行う場合の処理手順がフローチャートとして示されている。図6には、IB値曲線102と心電波形104とが互いに同期して同時表示されている状態が示されている。

【0038】図5のS201では、まず、時相解析設定器19（図1参照）が利用され、表示画面上において、心電波形104に基づいて、例えば基準となるR波の時相がライン200によってユーザー指定される。次に、IB値曲線102上における解析すべき1又は複数の個所（A点、B点）がライン201、202によってユーザー指定される。それらの点は、例えば拡張末期及び収縮末期に相当する地点である。このような設定が完了す

ると、S202において、時相解析部23によって、IB値曲線102の解析が実行される。例えば、R波からA点及びB点までの時間（時相差）204、205、A点及びB点間の時間（位相差）203などが演算される。また、必要に応じてA点のIB値、B点のIB値が読み取られ、更に、それらの点間のIB値の差分206が演算される。なお、更に別の解析を行わせることもできる。S203では、それらの解析結果が画面内に表示される。解析を続行する場合には、S204からS201が実行され、上記の各工程が繰り返し実行される。例えば、一過性の心筋虚血では時相遅れが生じるため、上記解析結果を利用して当該疾病などを判断可能である。

【0039】なお、上記の時相解析は、IB値曲線102と心電波形104が同期表示されていれば、パワーMモード画像100が表示されていない場合でも実施することができる。

【0040】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、インテグレイティッドバックスキッター（IB）値を演算する機能を持った超音波診断装置において、IB値演算のための情報をより多くメモリに格納でき、また関

心領域の指定を簡単に行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】 Bモード画像上における方位の指定を示す図である。

【図3】 表示部に表示される表示画面の例を示す図である。

【図4】 超音波診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

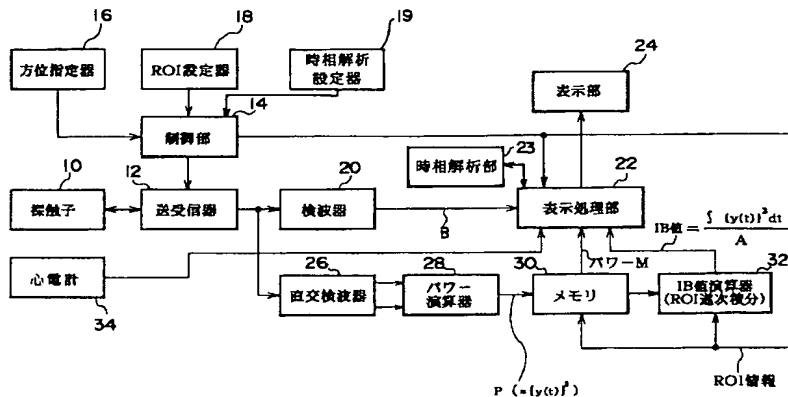
【図5】 時相解析における操作を説明するためのフローチャートである。

【図6】 時相解析を説明するための図である。

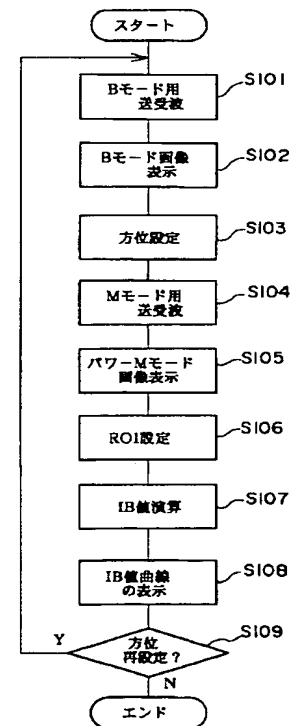
【符号の説明】

10 探触子、12 送受信器、14 制御部、16 方位指定器、18 ROI（関心領域）設定器、19 時相解析設定器、20 検波器、22 表示処理部、23 時相解析部、24 表示部、26 直交検波器、28 パワー演算器、30 メモリ、32 IB値演算器。

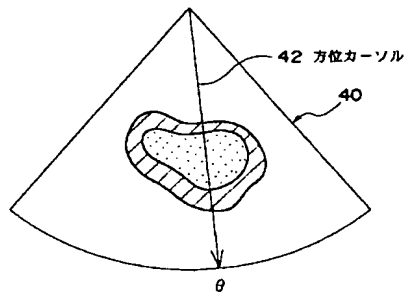
【図1】



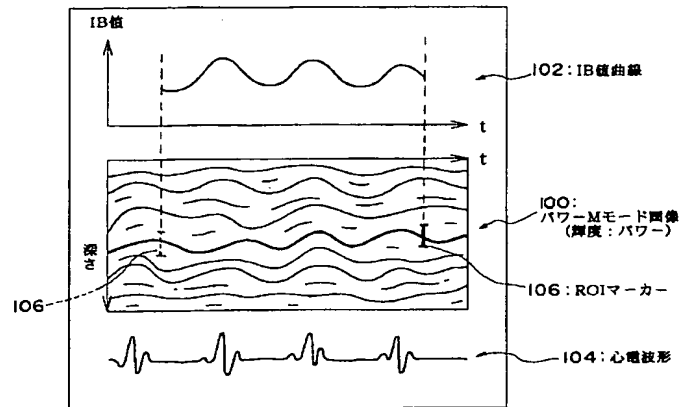
【図4】



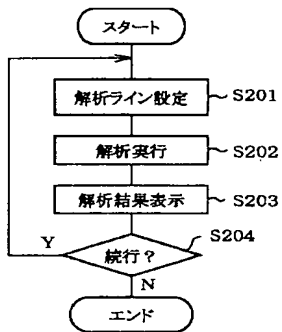
【図2】



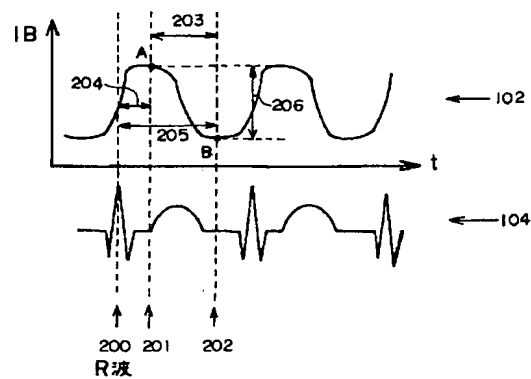
【図3】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB22 CC04 DD07 DD16
 EE11 EE13 FF28 HH17 HH54
 JB21 JB30 KK09 KK13 KK26
 KK27 KK30 KK31 KK34 KK40
 LL02